

## 레벨 셋 기반의 깊이 카메라를 이용한 호흡수 측정

Level Set based Respiration Rate Estimation using Depth Camera

저자	오경택 ; 신증수 ; 김정민 ; 유선국
저널명	멀티미디어학회논문지 = Journal of Korea Multimedia Society
발행기관	한국멀티미디어학회
NDSL URL	<a href="http://www.ndsl.kr/ndsl/search/detail/article/articleSearchResultDetail.do?cn=JAKO201730049611028">http://www.ndsl.kr/ndsl/search/detail/article/articleSearchResultDetail.do?cn=JAKO201730049611028</a>
IP/ID	128.134.207.84
이용시간	2018/07/03 16:41:47

### 저작권 안내

- ① NDSL에서 제공하는 모든 저작물의 저작권은 원저작자에게 있으며, KISTI는 복제/배포/전송권을 확보하고 있습니다.
- ② NDSL에서 제공하는 콘텐츠를 상업적 및 기타 영리목적으로 복제/배포/전송할 경우 사전에 KISTI의 허락을 받아야 합니다.
- ③ NDSL에서 제공하는 콘텐츠를 보도, 비평, 교육, 연구 등을 위하여 정당한 범위 안에서 공정한 관행에 합치되게 인용할 수 있습니다.
- ④ NDSL에서 제공하는 콘텐츠를 무단 복제, 전송, 배포 기타 저작권법에 위반되는 방법으로 이용할 경우 저작권법 제136조에 따라 5년 이하의 징역 또는 5천만 원 이하의 벌금에 처해질 수 있습니다.

# 레벨 셋 기반의 깊이 카메라를 이용한 호흡수 측정

오경택<sup>\*</sup>, 신중수<sup>\*\*</sup>, 김정민<sup>\*\*\*</sup>, 유선국<sup>\*\*\*\*</sup>

## Level Set based Respiration Rate Estimation using Depth Camera

Kyeong Taek Oh<sup>\*</sup>, Cheung Soo Shin<sup>\*\*</sup>, Jeongmin Kim<sup>\*\*\*</sup>, Sun Kook Yoo<sup>\*\*\*\*</sup>

### ABSTRACT

In this paper, we propose a method to measure respiration rate by dividing the respiration related region in depth image using level set method. In the conventional method, the respiration related region was separated using the pre-defined region designated by the user. We separate the respiration related region using level set method combining shape prior knowledge. Median filter and clipping are performed as a preprocessing method for noise reduction in the depth image. As a feasibility test, respiration activity was recorded using depth camera in various environments with arm movements or body movements during breathing. Respiration activity was also measured simultaneously using a chest belt to verify the accuracy of calculated respiration rate. Experimental results show that our proposed method shows good performance for respiration rate estimation in various situation compared with the conventional method.

**Key words:** Level Set Segmentation, Shape Prior Knowledge, Depth Camera, Non-contact, Respiration, Respiration Rate

### 1. 서 론

호흡수는 신체의 건강 상태에 대한 전반적인 정보를 줄 수 있는 중요한 활력 징후이다[1]. 또한 호흡수는 일상에서 받는 스트레스나 신경 및 수면 장애를 진단하는 중요한 지표 중 하나로 호흡수를 측정하는 것은 중요하다[2-3]. 센싱 기술의 발달로 접촉 및 비접촉적인 방식으로 호흡수를 측정하는 연구가 진행되었다[4-7]. 비접촉적인 방식으로 호흡수를 측정하는 방법 중 깊이 카메라를 이용한 방법은 가격이 저렴하고 설치가 편리해 다양한 환경에서 호흡수를 측

정할 수 있다는 장점이 있다. 깊이 카메라를 이용한 호흡수 측정 방법은 사람이 호흡을 할 때 변하는 흉벽(chest wall)과 카메라 사이의 거리를 측정하는 것을 기초로 한다[8]. 깊이 영상에서 호흡에 의해서 변화가 일어나는 영역을 분리하고 분리된 영역 내의 깊이 값의 평균을 계산해 호흡 신호를 측정한다. 호흡수는 호흡 신호에서 피크(peak) 값을 찾고 그 개수를 세어 호흡수를 계산한다. 기존 연구에서는 사용자가 미리 지정해둔 영역에 사람의 상체를 위치시켜 호흡하는 것을 촬영하고 이 영역 내부를 호흡에 의해 변화가 일어나는 영역으로 분리하였다[5,8]. 기존 연

※ Corresponding Author: Sun Kook Yoo, Address: (03722) Yonsei-ro 50, Seodaemun-gu, Seoul, Korea, TEL: +82-2-2228-1919, FAX: +82-2-363-9923, E-mail: SUNKYOO@yuhs.ac

Receipt date: Apr. 25, 2017, Revision date: Jul. 6, 2017  
Approval date: Jul. 28, 2017

<sup>\*</sup> Dept. of Medical Engineering, Yonsei University College of Medicine  
(E-mail: OKT2704@yuhs.ac)

<sup>\*\*</sup> Dept. of Anesthesiology and Pain Medicine, Yonsei University College of Medicine  
(E-mail: CHEUNG56@yuhs.ac)

<sup>\*\*\*</sup> Dept. of Anesthesiology and Pain Medicine, Yonsei University College of Medicine  
(E-mail: ANESJEONGMIN@yuhs.ac)

<sup>\*\*\*\*</sup> Dept. of Medical Engineering, Yonsei University College of Medicine

구에서 사용한 방법은 영역이 고정되어 있기 때문에 호흡수를 측정할 때 피험자가 팔이나 몸을 움직임에 따라 미리 지정해둔 영역에 호흡과 관련되지 않은 움직임이 포함되어 호흡 신호에 노이즈 성분이 섞이게 된다. 또한 측정 거리가 멀어짐에 따라 작은 몸의 움직임이라도 미리 정의된 영역에 호흡과 관련되지 않은 영역이 포함되어 호흡 신호에 노이즈 성분이 포함되게 된다. 호흡 신호에서 이러한 호흡과 관련되지 않은 움직임에 의한 노이즈 성분은 정확한 호흡수를 측정하는데 어려움을 준다.

본 논문에서는 호흡 신호에서 몸이나 팔의 움직임에 의한 신호의 노이즈 성분을 줄이고자 C. Arrieta [9]가 제안한 방법인 레벨 셋 방법에 사전 형상정보(shape prior knowledge)를 결합한 방법을 깊이 영상에 적용시켜 깊이 영상에서 호흡에 의해 변하는 영역을 분할하여 호흡 신호를 계산하였다. 알고리즘의 유효성을 평가하기 위해 호흡을 하면서 몸을 움직인 경우, 팔을 움직인 경우, 그리고 먼 거리에서 호흡을 하는 것을 측정한 경우에 대해서 호흡 신호를 구하고 호흡수를 계산하였다. 또한 계산한 호흡 신호가 실제 호흡 신호와 맞는지 비교하기 위하여 신체에 접촉하여 호흡 신호를 측정하는 장치인 체스트 벨트(chest belt)를 이용해 동시에 호흡 신호를 측정하였다. 제안한 알고리즘을 사용해 계산한 호흡 신호를 기존 연구 방법에서 사용한 방법과 동적 윤곽선 모델을 사용한 방법을 이용해 계산한 호흡 신호와 비교하였다. 실험 결과, 제안한 방법이 기존의 방법 보다 몸의 움직임이나 팔의 움직임이 있는 상황에서 호흡수를 정확히 계산함을 확인하였다.

본 논문의 구성은 다음과 같다. 2장에서 본 논문의 기본 이론이 되는 호흡에 의해 변하는 영역과 사전 형상정보를 결합한 동적 윤곽선 모델에 대하여 정의한 다음, 3장에서 제안하는 호흡수를 측정하는 알고리즘을 설명한다. 그리고 4장에서는 제안한 알고리즘으로 실험한 결과를 기존 알고리즘들과 비교 분석한 결과를 설명하고 5장에서 고찰과 결론을 맺는다.

## 2. 이 론

### 2.1 호흡 관련 영역

신체에서 호흡에 관련된 주요 신체 부위는 기도,

폐 및 폐에 연결된 혈관, 그리고 호흡에 연관된 근육이다[10,11]. 이 기관 중에서 호흡에 연관된 근육은 카메라에서 관측할만한 변화를 일으키게 된다. 호흡에 연관된 근육은 횡격막(diaphragm), 늑간근(inter-costal), 그리고 호흡을 보조하는 근육들(accessory muscles of respiration)이 있다[12]. 호흡 과정 중 흡기의 시작 시점에 흉강은 횡격막과 늑간근의 수축에 의해서 커진다. 돔 모양의 횡격막이 수축될 때 그 모양이 평평하게 되고 늑간근은 갈비뼈를 들어 올려 흉곽의 부피를 팽창시킨다. 이때 횡격막이 수축되어 평평하게 되면서 복강의 장기들이 일부 밀려나게 된다. 밀려난 장기들은 등에 있는 척추와 아래쪽의 골반뼈가 버티고 있으므로 옆구리와 배 쪽으로 밀려나 복부가 부풀어 오르게 된다. 반대로 호기에는 늑간근이 이완하여 늑골이 내려가고 횡격막도 이완하여 본래대로 올라가 흉강의 부피가 줄어들고 횡격막의 수축에 의해 부풀어 올라있던 복부도 원래대로 돌아오게 된다. 호흡 과정에서 이러한 부피의 변화는 깊이 카메라에서 관측이 가능할만한 변화를 보인다. 본 논문에서는 깊이 영상에서 호흡에 연관된 근육에 의해 부피가 변하게 되는 흉곽과 복부 영역을 호흡 관련 영역으로 정의한다.

### 2.2 사전 형상정보를 결합한 레벨 셋

동적 윤곽선 모델은 영상에서 객체의 경계선을 찾기 위해 미리 정의된 곡선이 시간이 지남에 따라 변화하는 정보를 이용하여 영상을 분할하는 방법으로 영상 분할에 효율적인 방법으로 알려져 있다. 본 논문에서는 동적 윤곽선 모델 중 영역 기반(region based)의 레벨 셋 방법으로 Chan & Vese[13]의 방법을 사용하였다. Chan과 Vese가 제안한 방법은 영역을 분할하는 곡선이 변화하는 동안 적응적으로 계산된 영역들의 평균값을 이용하여 곡선의 내부 영역과 외부 영역을 구분한다. Chan과 Vese의 방법에 사용된 에너지 함수  $E$ 는 수식 (1)과 같다.

$$E_1(C) + E_2(C) = \int_{inside(C)} |u_0(x, y) - c_1|^2 dx dy + \int_{outside(C)} |u_0(x, y) - c_2|^2 dx dy \quad (1)$$

위 수식에서  $u_0$ 는 입력 영상을 의미하고  $x, y$ 는 영상에서 픽셀 좌표를 의미한다.  $c_1$ 과  $c_2$ 는 다음과 같이 정의된다.

$$\begin{cases} c_1 = \text{average}(u_0) \text{ inside } C \\ c_2 = \text{average}(u_0) \text{ outside } C \end{cases} \quad (2)$$

Chan과 Vese의 방법은 위에서 제시한 에너지 함수가 최소가 되는 지점으로 곡선이 변화하게 된다.

사전 형상정보를 결합한 레벨 셋 방법은 C. Arrieta가 제시한 방법[8]으로 Chan과 Vese가 제시한 에너지 함수에 사전 형상정보 항(Shape Term)을 추가함으로써 수식 (3)과 같이 에너지 함수를 정의한다.

$$E_{total}(\phi) = E_{cv}(\phi) + aE_{shape}(\phi) = E_{cv}(\phi) + a d^2(\phi, \phi_0) \quad (3)$$

수식 (3)에서  $E_{cv}$ 는 Chan과 Vese의 에너지 함수이고  $E_{shape}$ 는 추가한 사전 형상정보 항이다.  $\phi$ 와  $\phi_0$ 는 각각 변화 중인 곡선과 형상 정보를 부호 거리 함수(signed distance function)를 적용한 결과이다. 그리고  $a$ 는 사전 형상정보 항의 가중치 값이다. 사전 형상정보 항은  $d^2(\phi, \phi_0)$ 로 나타낼 수 있고 이는 수식 (4)로 재전개 할 수 있다. 사전 형상정보 항은 곡선이 분할한 영역과 형상정보의 형태의 불일치(dissimilarity)의 정도만큼 에너지를 발생시킨다.

$$d^2(\phi(\vec{x}), \phi_0(\vec{x})) = \int_{\Omega} (H(\phi(\vec{x})) - H(\phi_0(\vec{x})))^2 d\vec{x} \quad (4)$$

$H(\phi(\vec{x}))$ 는  $\phi(\vec{x})$ 를 Heaviside 함수에 적용시킨 결

과이고  $\Omega$ 는 이미지 도메인을 의미한다. 분할한 영역과 형상정보의 형태를 비교할 때 서로 형태가 같아도 크기와 위치 그리고 회전이 되어있을 경우에 제대로 된 비교가 되지 않는다. 이를 위해서 분할 영역의 고유 벡터(eigen vector)와 고유 값(eigen value)을 계산하여 분할 영역을 정규화된(normalized) 영역으로 변환시켜준 후 형상정보와 형태를 비교한다. 수식(5)에서  $Q$ 와  $\Lambda$ 는 각각 분할 영역의 고유 벡터와 고유 값이고  $M$ 은 분할 영역의 무게 중심이다.

$$d^2(\phi(\vec{x}), \phi_0(\vec{x})) = \int_{\Omega} (H(\phi(Q^T \Lambda \vec{x} + M)) - H(\phi_0(\vec{x})))^2 d\vec{x} \quad (5)$$

사전 형상정보를 결합한 레벨 셋 방법은 수식 (3)에서 제시한 에너지 함수가 최소가 되는 지점으로 분할 곡선을 변화시킨다. 에너지 함수를 최소로 하는 속도함수는 C. Arrieta가 제시한 수식(6)을 사용하였다. 수식 (6)에서 사용된  $D(\phi, \phi_0)$ 와  $Q$ ,  $\Lambda$ ,  $M$ 에 대한 미분 방정식은 수식 (7), (8), (9), (10)과 같이 정의된다.

위 수식에서 사용된 행렬  $R$ ,  $L_{xx}$ ,  $L_{xy}$ ,  $L_{yy}$ 과 변수  $s_{xx}$ ,  $s_{yy}$ ,  $s_{xy}$ , 그리고  $Q$ 와  $\Lambda$ 의 행렬식은 식 (11)과 같이 정리된다.

$$\begin{aligned} \frac{\partial E_{shape}(\phi)}{\partial \phi} \Big|_{\phi(\vec{x})} &= \int_{\Omega} 2\delta(\phi) D(\phi, \phi_0) |\det(\Lambda^{-1/2})| \tilde{\phi}(\vec{x}) d\vec{x} \\ &+ \int_{\Omega} 2D(\phi, \phi_0) \delta(\phi) \nabla \phi \vec{x} \int_{\Omega} \frac{\partial Q}{\partial \phi} \tilde{\phi}(\vec{x}) d\vec{x} Q^T (\vec{x} - M) |\det(\Lambda^{-1/2})| d\vec{x} \\ &+ \int_{\Omega} D(\phi, \phi_0) \delta(\phi) \nabla \phi \vec{x} Q \Lambda^{-1/2} \int_{\Omega} \frac{\partial \Lambda}{\partial \phi} \tilde{\phi}(\vec{x}) d\vec{x} \Lambda^{-1/2} Q^T (\vec{x} - M) |\det(\Lambda^{-1/2})| d\vec{x} \\ &+ \int_{\Omega} 2D(\phi, \phi_0) \delta(\phi) \nabla \phi \vec{x} \int_{\Omega} \frac{\partial M}{\partial \phi} \tilde{\phi}(\vec{x}) d\vec{x} |\det(\Lambda^{-1/2})| d\vec{x} \end{aligned} \quad (6)$$

$$D(\phi, \phi_0) = H(\phi(\vec{x})) - H(\phi_0(\Lambda^{-1/2} Q^T (\vec{x} - M))) \quad (7)$$

$$\frac{\partial Q}{\partial \phi} = \int_{\Omega} \frac{\delta(\phi)}{H(\phi) dx dy} \left( \frac{q_{11} q_{12}}{\lambda_2 - \lambda_1} s_{xx} + \frac{q_{11} q_{22} + q_{21} q_{12}}{\lambda_2 - \lambda_1} s_{xy} + \frac{q_{21} q_{22}}{\lambda_2 - \lambda_1} s_{yy} \right) R \quad (8)$$

$$\frac{\partial \Lambda}{\partial \phi} = \int_{\Omega} \frac{\delta(\phi)}{H(\phi) dx dy} (s_{xx} L_{xx} + s_{xy} L_{xy} + s_{yy} L_{yy}) R \quad (9)$$

$$\frac{\partial M}{\partial \phi} = \int_{\Omega} \frac{\delta(\phi)}{H(\phi) dx dy} ([x \ y]^T - M) \quad (10)$$

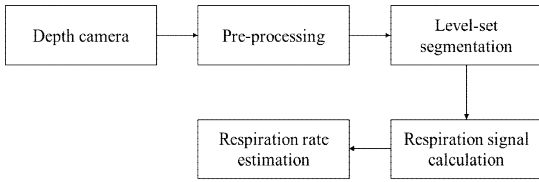


Fig. 1. Overview of proposed respiration rate estimation algorithm.

$$s_{xx} := (x - \mu_x)^2 - \sigma_x^2, \quad s_{yy} := (y - \mu_y)^2 - \sigma_y^2 \quad (11)$$

$$s_{xy} := (x - \mu_x)(y - \mu_y) - \sigma_{xy}$$

$$R := \begin{bmatrix} -q_{21} & q_{11} \\ -q_{22} & q_{21} \end{bmatrix} \quad L_{xx} := \begin{bmatrix} q_{11}^2 & 0 \\ 0 & q_{12}^2 \end{bmatrix}$$

$$L_{xy} := \begin{bmatrix} q_{11}q_{21} & 0 \\ 0 & q_{12}q_{22} \end{bmatrix} \quad L_{yy} := \begin{bmatrix} q_{21}^2 & 0 \\ 0 & q_{22}^2 \end{bmatrix}$$

$$Q = \begin{bmatrix} q_{11} & q_{12} \\ q_{21} & q_{22} \end{bmatrix} \quad \Lambda = \begin{bmatrix} \lambda_1 & 0 \\ 0 & \lambda_2 \end{bmatrix}$$

### 3. 제안한 방법

#### 3.1 제안한 알고리즘의 개요

본 논문에서는 깊이 카메라를 이용하여 호흡수를 측정하기 위한 알고리즘을 제안한다. Fig. 1에 제안하는 호흡수 측정 알고리즘의 전체적인 흐름도를 나타내었다.

깊이 카메라에서 사람이 호흡하는 것을 촬영한 연속적인 깊이 영상을 가지고 전처리 과정을 거친다. 그리고 깊이 영상에서 레벨 셋 분할 기법을 이용하여 호흡 관련 영역을 분할한다. 그리고 분할한 호흡 관련 영역의 깊이 값의 평균을 계산해 호흡 신호를 얻는다. 마지막으로 획득한 호흡 신호에서 호흡 신호가 증가했다가 감소하는 피크의 위치를 검출한다. 검출

한 피크의 개수를 세어서 호흡수를 측정한다.

#### 3.2 깊이 카메라

본 논문에서 사용한 깊이 카메라는 Creative™ [14]에서 제작한 Creative Sen3D이다. 깊이 카메라를 통해 깊이 영상이 타임스탬프(time stamp)와 함께 16 프레임 속도(frame rate)로 녹화된다. 녹화된 깊이 영상은 시계열에 따른 깊이 영상의 연속적인 배열로 구성되어있다. 깊이 영상의 해상도는 가로 320 픽셀(pixel) 세로 240 픽셀 크기이다. 본 논문에서는 위에 기술한 형태의 데이터를 가지고 영상 처리를 하여 호흡수를 측정한다.

#### 3.3 전처리 과정

깊이 카메라에서 획득한 연속적인 깊이 영상은 호흡 관련 영역을 분리하기 전에 카메라 노이즈를 줄이기 위해서 시간 영역에서 7 샘플 윈도우 크기의 중간 값 필터를 거치고 이미지 영역에서 3×3 샘플 윈도우 크기의 중간 값 필터 처리를 해준다. 또한 깊이 영상에서 물체의 경계선과 모서리에 생기는 실제 거리와 관계되지 않은 오류 값을 클리핑(Clipping) 처리해준다.

#### 3.4 레벨 셋 분할

호흡 관련 영역을 분할하기 위해 레벨 셋 방법을 사용하였다. Fig. 2는 사람이 앉아 있는 자세를 촬영한 깊이 영상 (a)와 Chan과 Vese가 제안한 방법으로 호흡 관련 영역을 분할한 영상 (b)이다. 깊이 영상은 카메라에서 측정된 최고 깊이 값과 최소 깊이 값을 0에서 255로 스케일을 변환하여 표시하였다. (b)에서 호흡 관련 영역으로 분할한 영역을 흰 색으로 강조하



(a)



(b)

Fig. 2. Depth image of human body (a) and result of Chan & Vese level set method (b).

여 표시하였고 배경 영역은 검은색으로 표시하였다. 본 논문에서는 호흡 관련 영역을 흉곽과 복부 영역으로 정의한다. 하지만 깊이 영상에서 팔 영역과 복부 아래의 영역의 깊이 값의 차이가 거의 존재하지 않아 흉곽과 복부 영역만을 분리한 것이 아니라 사람 전체를 배경과 분리한다는 한계가 있다.

기존의 레벨 셋 방법에서 발생하는 문제를 해결하기 위해 사전 형상정보와 Canny의 에지 검출 방법 [15]을 사용한다. 사전 형상 정보는 분할하고자 하는 대략적인 분할 영역 모습의 정보를 주는 것으로 본 논문에서는 사용자가 직접 상체 영역을 분할한 영역을 사전 형상정보로 사용한다. Canny의 에지 검출 방법은 복부와 하체의 경계 부분에서 깊이 값의 차이가 거의 존재하지 않아 사전 형상정보의 위치가 하체 부분으로 이동하는 것을 막기 위하여 사용한다. 깊이 영상에서 에지 정보를 부각시키고 사전 형상정보를 결합한 레벨 셋 방법을 적용시켜 호흡 관련 영역을 분리한다. 수식 (3)에서 사전 형상정보 항에 있는 가중치  $\alpha$ 는 분할 결과가 좋은 150에서 300 사이의 값을 적절한 가중치로 설정해 주었다.

### 3.4 호흡 신호 계산

호흡 신호는 분할한 호흡 관련 영역 내부의 깊이 값의 평균을 계산함으로써 얻을 수 있다. 사람이 호흡하는 것을 촬영한 연속적인 깊이 영상에서 각각의 깊이 영상마다 호흡 관련 영역을 분할하면 깊이 영상마다 분할된 영역이 존재하게 된다. 각각의 깊이 영상마다 분할된 영역 내부의 깊이 값의 평균을 계산한다. 이렇게 깊이 영상마다 계산한 평균값을 깊이 영상의 시계열 인덱스(index)에 따라 그리게 되면 시간에 따른 일차원적인 신호를 얻을 수 있게 된다. 본 논문에서는 이 신호를 호흡 신호로 정의한다.

### 3.5 호흡수 측정

3.4에서 제시한 방법으로 획득한 호흡 신호에서 피크의 지점을 찾고 그 개수를 셈으로써 호흡수를 계산할 수 있다. 본 논문에서 호흡 신호에서 피크는 호흡 신호가 증가하다가 감소하는 지점을 피크로 정의한다. 호흡 신호에 노이즈 성분이 있을 경우 실제 호흡이 아닌데 피크로 검출이 되어 실제 호흡수보다 호흡수가 많게 계산될 수 있다. 이를 방지하기 위해

서 찾은 피크 중에서 서로의 시간 간격이 0.5초 이하인 피크는 오류로 간주하여 검출한 피크에서 제외한다.

## 4. 실험 결과

### 4.1 전처리 과정

Fig. 3은 사람이 앉아 있는 모습을 촬영한 깊이 영상 (a)와 전처리 과정을 거친 (b) 그리고 각각의 영상을 3차원 영상으로 표시한 것이다. (a)에서 보면 팔 주위와 다리 부분, 그리고 배경 부분에 검은 색으로 표시되어있는 부분을 볼 수 있다.

이는 (c)에서 볼 수 있듯이 깊이 영상의 모서리와 물체와 배경의 경계 사이에 실제 거리와 상관없는 오류 값들이 존재함을 알 수 있다. 이러한 오류 값들을 처리해 주기 위해서 시간 영역과 이미지 영역에서 중간 값 필터 처리를 해주었으며 필터에서도 해결할 수 없는 오류 값은 0으로 클리핑 해주었다. (b)에서 볼 수 있듯이 물체의 경계에서 발생한 오류 값들이 어느 정도 처리된 것을 볼 수 있으며, (d)에서 클리핑의 효과로 사람의 상체 부분이 명확하게 표현됨을 볼 수 있다. Fig. 4는 호흡 관련 영역 안에 특정 픽셀 위치에서의 깊이 값의 변화를 그린 것이다. 여기서도 오류 값으로 인해 원 신호에서는 깊이 값의 변화가 제대로 보이지 않는다. 하지만 필터 처리된 신호는 중간 값 필터에 의해서 오류 값이 보정됨을 확인할 수 있다.

### 4.2 호흡 관련 영역 분할

Fig. 5는 사전 형상정보를 이용하여 호흡관련 영역을 분할한 결과를 보여준다. (a)는 전처리 과정을 거친 깊이 영상을 보여주고 있고, (b)는 Canny의 에지 추출 방법을 이용하여 에지 정보에 가중치를 크게 준 영상이다. (c)는 레벨 셋 방법을 실행하는데 사용한 사전 형상정보이다. (d)는 사전 형상정보를 결합한 레벨 셋 방법으로 호흡 관련 영역을 분리한 결과이다. (b)를 보면 에지 검출을 통해서 복부와 하체의 경계가 검출된 것을 볼 수 있다. 상체와 팔의 경계 부분의 경우 에지 검출을 통해 경계가 검출되지 않은 것을 볼 수 있는데, (d)를 보면 사전 형상정보에 의하여 경계가 모호한 팔 부분을 제외하고 흉곽과 복부 부분만을 분리한 것을 확인할 수 있다.

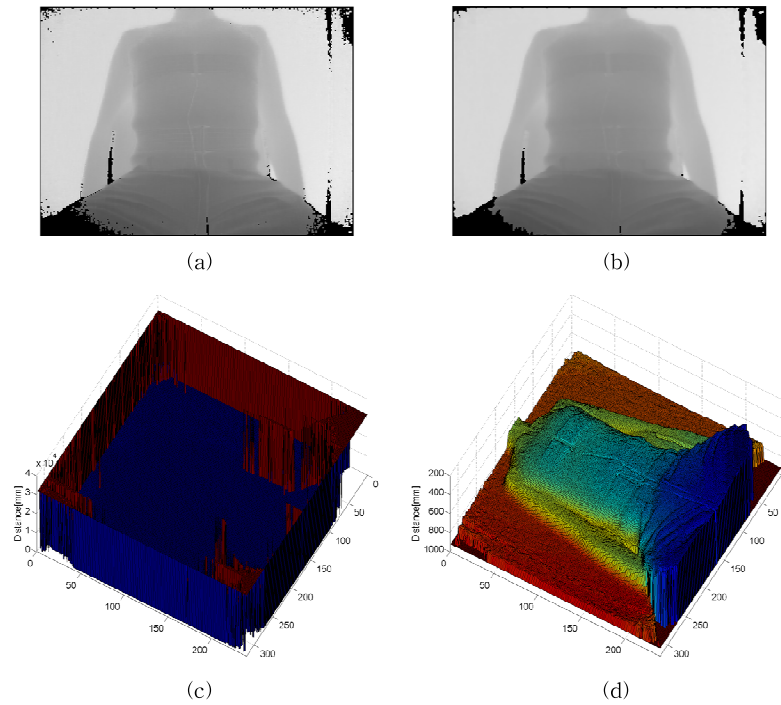


Fig. 3. Original depth image (a), median filtered depth image (b). (c) and (d) are surface image of (a) and (b) analyzed on a grid with a resolution of 320 by 240 elements respectively.

#### 4.3 호흡 신호 비교 분석

본 논문에서 제안한 방법이 다양한 환경에서 기존 방법보다 호흡 신호가 잘 계산된다는 것을 보이기 위해서 팔 움직임이 있는 경우, 몸 움직임이 있는 경우, 그리고 먼 거리에서 측정된 경우에 대해서 각각 세 번씩 사람이 호흡하는 것을 촬영하고 호흡 신호를 계산하였다. 피험자는 앉은 자세에서 안정된 상태로

2분 동안 호흡을 하고 각 경우에 해당하는 움직임을 하도록 지시하였다. 팔 움직임이 있는 경우와 몸 움직임이 있는 경우는 카메라와 피험자의 거리를 40~50 cm로 하였고 먼 거리의 경우 100~120 cm로 하였

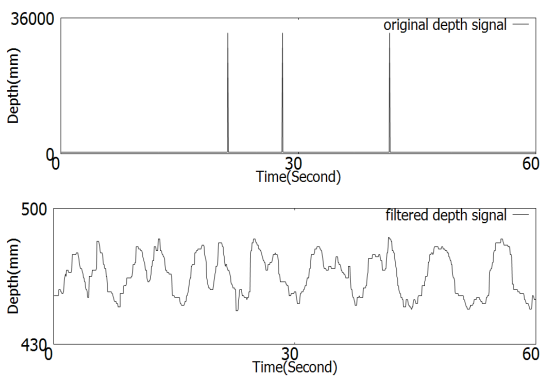


Fig. 4. Original depth signal and filtered depth signal at pixel location in respiration related region.

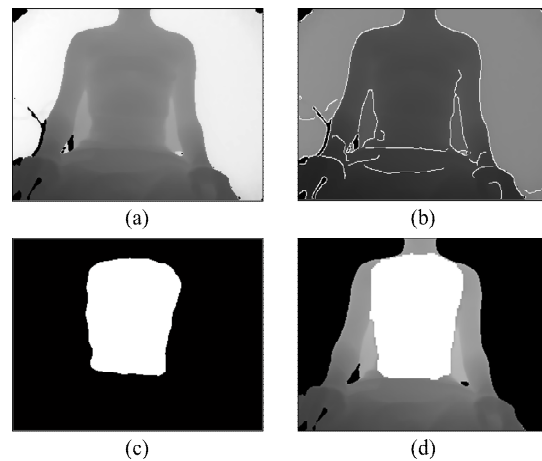


Fig. 5. Original depth image (a), edge weighted image (b) using Canny' s edge detector, shape prior (c), and result of shape prior level set (d).

다. 또한 먼 거리에서 측정하는 경우도 몸을 움직여서 호흡과 관련 없는 움직임이 포함되도록 하였다. 각각의 실험 결과는 Fig. 6-8과 같다. 모든 그림에서 (a)는 논문에서 제안한 방법, (b)는 Chan과 Vese의 방법, 그리고 (c)는 기존 연구에서 사용하는 방법으로 분리한 호흡 관련 영역을 나타낸다. (d)의 경우 (a), (b), (c)에서 분리한 영역을 통해 계산한 호흡 신호를 -1부터 1까지 정규화해서 나타낸 그래프이다. (d)에서 가장 아래쪽에 위치한 그래프는 체스트 벨트에서 받은 호흡 신호를 나타낸다.

Fig. 6은 몸을 움직인 경우이다. Fig. 6에서 (d)를 보면 제안한 방법으로 계산한 호흡 신호는 체스트 벨트와 비교해 보았을 때 매우 유사한 신호가 계산되었음을 확인할 수 있다. Chan과 Vese의 방법으로 분리한 호흡영역에서 계산한 호흡 신호는 몸 영역의 전체를 분리함에 따라 호흡 신호에 호흡과 관련되지

않은 노이즈 성분이 많이 포함되어 있음을 볼 수 있다. 기존 연구에서 사용하던 방법의 경우 전체적으로 체스트 벨트와 유사하게 호흡 신호가 나왔지만 특정 시점에서 몸이 움직임에 따라 지정된 영역에서 상체 부분이 벗어나 호흡 신호에 호흡과 관련되지 않은 다른 성분이 포함된 것을 볼 수 있다.

Fig. 7은 팔을 움직인 경우이다. 팔을 움직인 경우는 몸이 움직인 경우와 마찬가지로 제안한 방법으로 계산한 호흡 신호는 체스트 벨트와 유사한 신호가 계산되었다. Chan과 Vese의 방법 또한 동일하게 호흡과 관련되지 않은 영역이 포함됨에 따라 호흡 신호에 노이즈 성분이 많이 섞여 나오는 것을 볼 수 있다. 기존 연구에서 사용한 방법의 경우 팔의 움직임에 따라 미리 지정한 영역에 포함되어 있지 않던 팔의 운동이 영역에 포함되어 호흡 신호가 급격하게 변하는 부분을 볼 수 있다.

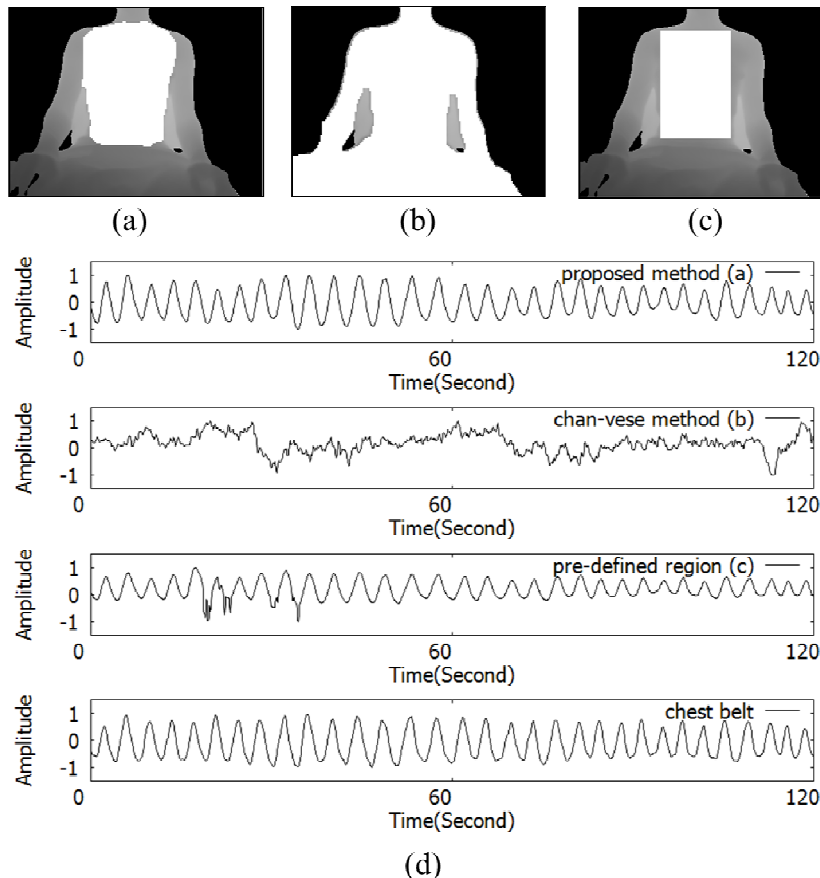


Fig. 6. Case of body movement – segmentation result of proposed method (a), Chan–Vese method (b), pre–defined region (c), and respiration signal of each method (d) with chest belt signal



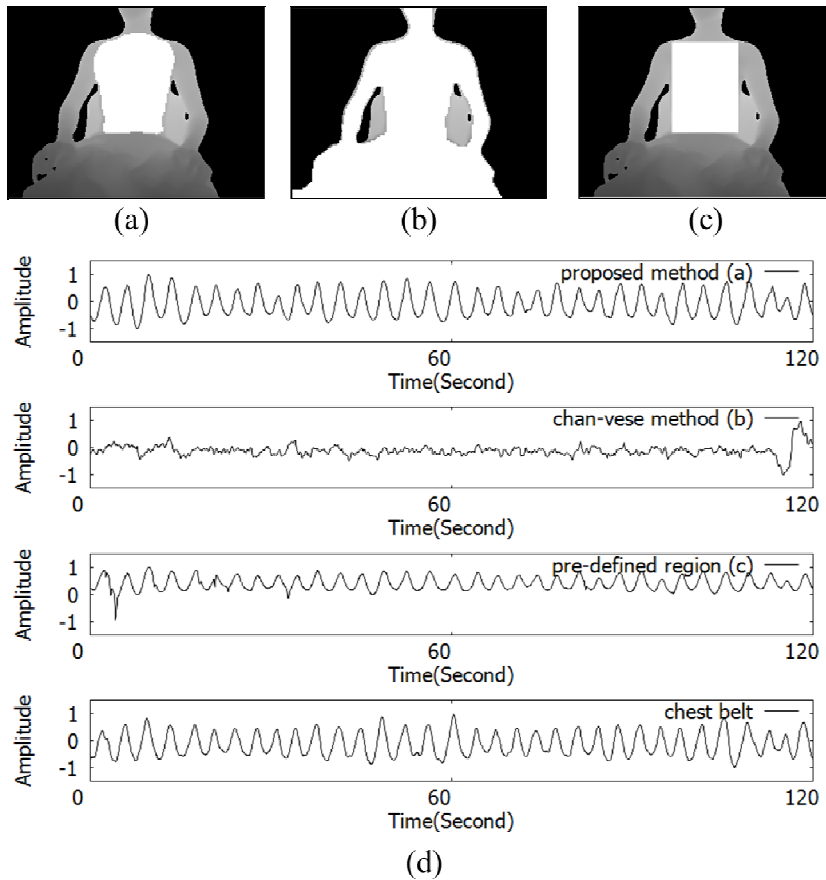


Fig. 7. Case of arm movement – segmentation result of proposed method (a), Chan-Vese method (b), pre-defined region (c), and respiration signal of each method (d) with chest belt signal

Fig. 8은 먼 거리에서 호흡 운동을 측정 한 경우이다. 이 경우는 먼 거리에서 측정하는 만큼 몸이 움직인 경우에 비해서 몸의 움직임을 심하게 하지 않았다. 몸의 움직임을 심하게 하지 않았지만 (d)에서 제안한 방법으로 계산한 호흡 신호의 일부분에서 노이즈 성분이 섞인 것을 볼 수 있다. Chan과 Vese의 방법으로 분리한 호흡영역에서 계산한 호흡 신호는 다른 경우와 같이 몸 전체를 분리했지만 움직임이 심하지 않아서 오히려 다른 경우보다 호흡 신호가 잘 나온 것을 볼 수 있다. 기존 연구에서 사용하던 방법의 경우 몸의 움직임 때문에 고정된 영역에서 몸이 벗어날 경우 호흡 신호에 호흡과 관련되지 않은 성분이 포함된 것을 볼 수 있다. 이는 피험자와 깊이 카메라의 거리가 멀어져서 작은 움직임에도 쉽게 고정된 영역을 벗어나 깊이 값의 변화가 심하게 일어남을 확인하였다.

#### 4.4 호흡수 비교 분석

호흡 신호가 노이즈 성분 없이 호흡에 관련된 성분만을 가지고 있다면 호흡수가 정확히 계산될 것이다. 4.3에서 언급한 실험 환경으로 각각의 경우에 대하여 3번씩 호흡하는 것을 측정하고 제안한 방법으로 호흡수를 계산하였다. 호흡 신호가 심하게 손상된 Chan과 Vese의 방법을 제외하고 제안한 방법과 기존 방법, 그리고 체스트 벨트에서 얻은 호흡신호에서 호흡수를 계산하여 서로를 비교하였다. Table 1은 그 결과를 표로 정리한 것이다. Table 1에서 몸의 움직임이나 팔의 움직임이 있는 경우 본 논문에서 제안한 방법은 체스트 벨트와 비교해 보았을 때 오차가 발생하지 않았다. 반면에 기존 연구에서 사용하는 미리 정의된 영역을 이용해 호흡수를 계산하였을 때 제안한 방법보다 오차가 많이 발생함을 확인하였다. 먼 거리에서 호흡을 측정 한 경우 제안한 방법에서도 오

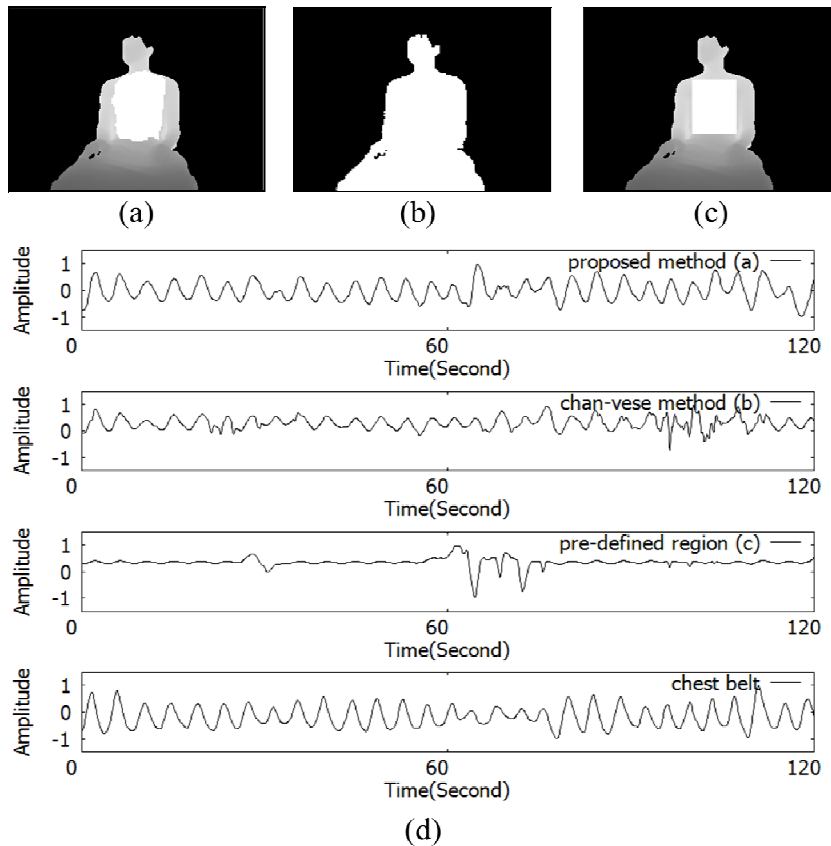


Fig. 8. Case of long distance – segmentation result of proposed method (a), Chan-Vese method (b), pre-defined region (c), and respiration signal of each method (d) with chest belt signal.

Table 1. The comparison of respiration rate among different methods

Experimental group	Test No.	Proposed Method		Pre-defined Region		Chest Belt
		RR	Error	RR	Error	RR
BM	1	29	0	31	2	29
	2	32	0	33	2	32
	3	35	0	38	3	35
AM	1	29	0	34	3	29
	2	35	0	35	1	34
	3	25	0	25	0	25
LD	1	36	1	30	5	35
	2	24	1	25	2	23
	3	31	1	33	3	30
Mean Error		0.33		2.33		

\*RR: Respiration Rate, BM: Body Movement, AM: Arm Movement, LD: Long Distance

차가 존재하였다. 하지만 기존 연구와 비교해 보았을 때 더 적은 오차가 발생함을 확인하였다. 모든 실험에 대해서 오차의 평균을 계산하면 제안한 방법에서

평균 0.33번 호흡수의 오차가 발생하였고, 기존 방법은 평균 2.33번 호흡수의 오차가 발생하여 제안한 방법이 기존에 사용하는 방법보다 다양한 환경에서 적

은 오차로 호흡수를 측정할 수 있음을 확인하였다.

## 5. 고찰 및 결론

본 논문에서는 깊이 영상에서 호흡 관련 영역을 분할하는 방법으로 C. Arrieta가 제안한 Chan과 Vese의 방법에 사전 영상 정보를 결합한 레벨 셋 방법을 사용하였다. 레벨 셋 방법은 여러 분야에서 영상 분할 방법으로 많이 사용되고 이 중에 Chan과 Vese의 방법은 레벨 셋을 이용한 방법 중 표준으로 사용될 만큼 입증된 방법 중 하나이다[16]. Chan과 Vese의 방법과 사전 영상정보를 결합한 방법을 깊이 영상에 적용하여 호흡 관련 영역을 분리해 호흡 신호를 계산한 결과 기존에 사용하던 방법보다 호흡과 상관없는 노이즈 성분이 포함되지 않은 호흡 신호를 얻을 수 있었다.

본 논문은 기존 방법에서 호흡과 관련되지 않은 움직임이 호흡 관련 영역으로 분리가 되어 호흡 신호에 노이즈 성분이 섞이는 문제를 해결하고자하였다. 따라서 호흡 관련 영역에 호흡과 관련되지 않은 움직임이 포함되는 경우인 몸 움직임, 팔 움직임이 있는 경우 그리고 먼 거리에서 호흡을 측정한 경우를 호흡수 측정을 어렵게 하는 요인으로 고려하여 실험하였다.

호흡 신호에서 피크를 검출할 때, 오류 피크로 분류하는 기준을 피크 사이의 시간간격이 0.5초 이하인 피크로 설정하였다. 일반 성인은 정상 호흡 시 분당 12~16회 숨을 쉰다[17]. 이는 초당 0.2~0.36번 숨을 쉬는 것과 같다. 피크 사이의 시간 간격이 0.5초 이하라는 것은 초당 2회 이상 숨을 쉬었다는 것과 같고 이는 정상 범위에서 벗어날 수 있다. 따라서 피크 사이의 시간간격이 0.5초 이하인 피크는 오류로 처리하였다.

본 논문에서는 사전 영상정보를 사용한 레벨 셋 방법을 이용해 깊이 영상에서 호흡 관련 영역을 분리하고 호흡수를 계산하였다. 호흡수는 기존에 사용하던 방법과 체스트 벨트에서 계산한 호흡수와 비교하였다. 제안한 방법의 효용성을 평가하기 위하여 팔의 움직임이나 몸의 움직임이 있는 경우 그리고 먼 거리에서 호흡을 측정한 경우에 대하여 실험을 진행하였다. 그 결과 제안한 알고리즘의 호흡수 평균 오차는 0.33이고 기존 방법의 호흡수 평균 오차는 2.33으로 다양한 환경에서 기존 방법보다 제안한 방법이 호흡수를 더 잘 측정할 수 있음을 확인하였다.

## REFERENCE

- [1] F. Scopesi, M.G. Calevo, P. Rolfe, C. Arioni, C. Traggiai, F.M. Risso, et al., "Volume Targeted Ventilation (Volume Guarantee) in the Weaning Phase of Premature Newborn Infants," *Pediatric Pulmonology*, Vol. 42, Issue 10, pp. 864-870, 2007.
- [2] H. Miwa and K. Sakai, "Development of Heart Rate and Respiration Rate Measurement System Using Body-sound," *Proceedings of the 9th International Conference on Information Technology and Applications on Biomedicine*, pp. 2168-2194, 2009.
- [3] Y.Y. Nam, Y.S. Kim, and J.S. Lee, "Sleep Monitoring Based on a Tri-axial Accelerometer and a Pressure Sensor," *Sensors*, Vol. 16, No. 5, pp. 750-764, 2016.
- [4] M.C. Yu, J.L. Liou, S.W. Kuo, S.M. Lee, and Y.P. Hung, "Noncontact Respiratory Measurement of Volume Change Using Depth Camera," *Proceeding of Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pp. 2371-2374, 2012.
- [5] A. Prochazka, M. Schatz, and M. Valis, "Microsoft Kinect Visual and Depth Sensors for Breathing and Heart Rate Analysis," *Sensors*, Vol. 16, No. 7, pp. 996-1007, 2016.
- [6] F. Benetazzo, A. Freddi, A. Monteriu, and S. Longhi, "Respiratory Rate Detection Algorithm Based On RGB-D Camera: Theoretical Background and Experimental Results," *Healthcare Technology Letters*, Vol. 1, No. 3, pp. 81-86, 2014.
- [7] M.S. Park and J.G. Kim, "Respiration Detection Method Using the PPG Signal Pattern," *Journal of Korea Multimedia Society*, Vol. 19, No. 11, pp. 1862-1870, 2016.
- [8] D.T. Tin, D. Anh, H. Canh, T. Khoa, N.D. Huy, and M.V. Quan, "Measuring Human Respiration Rate using Depth Frames of Primesense Camera," *International Conference on Advan-*

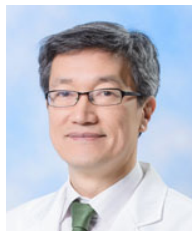
*ced Technologies for Communications*, pp. 411-416, 2015.

- [9] C. Arrieta, C. Sing-Long, S. Uribe, M.E. Andia, P. Irarrazaval, and C. Tejos, "Level Set Segmentation with Shape Prior Knowledge Using Intrinsic Rotation, Translation and Scaling Alignment," *Proceeding of IEEE 12<sup>th</sup> International Symposium on Biomedical Imaging*, pp. 1568-1571, 2015.
- [10] How to Breath with Your Diaphragm, <http://choirly.com/how-to-breathe-with-your-diaphragm> (accessed Apr., 18, 2017).
- [11] Epigastrium, <https://en.wikipedia.org/wiki/Epigastrium> (accessed Apr., 18, 2017).
- [12] Muscles of Respiration, [https://en.wikipedia.org/wiki/Muscles\\_of\\_respiration](https://en.wikipedia.org/wiki/Muscles_of_respiration) (accessed Apr., 18, 2017).
- [13] T.F. Chan and L.A. Vese, "Active Contours without Edges," *IEEE Transactions on Image Processing*, Vol. 10, No. 2, pp. 266-277, 2001.
- [14] CREATIVE SENZ3D, <http://asia.creative.com/p/web-cameras/creative-senz3d> (accessed Apr., 15, 2017).
- [15] J. Canny, "A Computational Approach To Edge Detection," *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, Vol. 8, No. 6, pp. 679-698, 1986.
- [16] M.E. Lee, W.H. Cho, S.W. Kim, Y.J. Chen, and S.H. Kim, "Performance Comparison Between New Level Set Method and Previous Methods for Volume Image Segmentation," *Korea Information Processing Society*, Vol. 188, No. 3, pp. 131-138, 2011.
- [17] Pediatric Vital Signs Normal Ranges, <https://iowaheadneckprotocols.oto.uiowa.edu/display/protocols/Pediatric+Vital+Signs+Normal+Ranges> (accessed Apr., 15, 2017).



#### 오 경 택

2015년 한국산업기술대학교, 컴퓨터공학 학사  
2015년~현재 연세대학교, 생체공학협동과정 전기전자공학전공 석사과정  
관심분야: 의료영상, 영상 처리, 기계학습, 패턴 인식



#### 신 증 수

1983년 연세대학교 의과대학  
1986년 연세대학교 의과대학 대학원 석사  
1993년 연세대학교 의과대학 마취과 조교수  
1998년 연세대학교 의과대학 마취과 부교수  
2006년~2010년 연세대학교 의과대학 마취과 교수  
2007년~2010년 부산대학교 의과대학 대학원 박사  
2014년~현재 연세대학교 마취통증의학교실 주임교수, 마취통증의학 연구소장  
2014년~현재 세브란스병원 마취통증의학과장, 수술실장



#### 김 정 민

2007년 2월 연세대학교 의과대학  
2011년 3월 연세대학교 의과대학 대학원 석사  
2015년 2월 연세대학교 의과대학 대학원 박사  
2013년~2016년 세브란스병원 마취과 임상조교수  
2016년~현재 세브란스병원 마취과 조교수  
2016년~현재 대한중환자의학회 수련 위원



#### 유 선 국

1981년 2월 연세대학교 전기공학과 학사  
1985년 8월 연세대학교 전기공학과 석사  
1989년 8월 연세대학교 전기공학과 박사  
1995년 3월~현재 대학교 연세대학교 의과대학 의학공학교실 교수  
관심분야: u-Health, 의료영상, 스마트 디바이스, 생체신호처리 및 패턴 인식, 감성공학